

(11)特許出願公開番号  
特開2001-29356  
(P2001-29356A)

(13)公開日 平成13年2月6日(2001.2.6)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>  
A 6 1 B 18/12

識別記号

F I  
A 6 1 B 17/39

テーマード(参考)

3 2 0  
3 1 0

審査請求 未請求 請求項の数24 O.L (全 15 頁)

(21)出願番号 特願2000-174973(P2000-174973)

(22) 出願日 平成12年6月12日(2000.6.12)

(31)優先權主張番号 9913652.5

(32)優先日 平成11年6月11日(1999.6.11)

(33)優先権主張国 イギリス (GB)

(71)出題人 500227451

ジャイラス・メディカル・リミテッド  
GYRUS MEDICAL LIMITED  
イギリス、シィ・エフ・3 0・エル・テ  
ィ ウェールズ、カーディフ、セント・メ  
ロンズ、フォートラン・ロード (番地な  
し)

(74) 代理人 100057874

办理士 曾我 道照 (外6名)

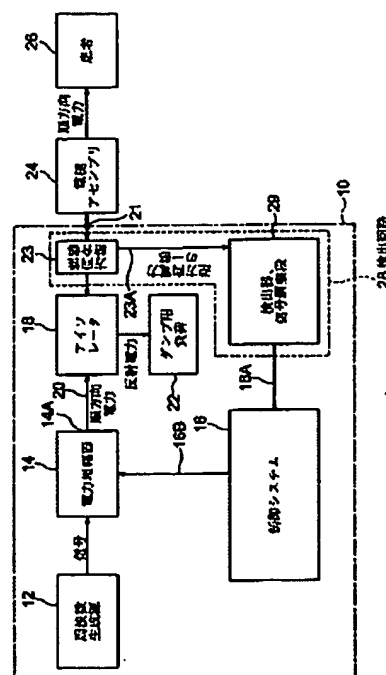
[最終頁に続く](#)

(54)【発明の名称】 電気外科用信号発生器

(57) 【要約】

【課題】 治療中の組織の変化等に起因するインピーダンスの変化を検出して自動的に出力電力を変更する電気外科用信号発生器を提供する。

【解決手段】 電気外科用信号発生器は、発生器の無線周波数出力から反射して戻される電力の変化を検出するための検出回路と、反射電力モニタ用信号を処理するために検出回路に接続される制御装置とを備える。制御装置は、治療中の組織の状態の変化に起因する反射電力の変化を示すモニタ用信号の所定の状態に応じて、発生器出力への無線周波数電力の適用を減少或いは停止するように動作する。発生器は、300MHz以上及び未満でそれぞれ動作可能な上側周波数部及び下側周波数部を有し、両周波数部が発生器出力に接続され、また制御装置は、下側周波数部の動作周波数で検出される負荷インピーダンスが変化する際に、適用された無線周波数電力を減少或いは遮断する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 電気外科用信号発生器において、  
電気外科用電極アセンブリに接続するための前記発生器の出力に接続される無線周波数（RF）電力源と、  
前記出力からフィードバックされた反射電力の変化を検出するように動作する検出回路と、  
前記検出回路からのモニタ用信号を処理するために該検出回路に接続される入力と、前記電力源の電力出力を調整するために前記電力源に接続される電力制御出力とを備える制御装置と、  
を備え、

前記制御装置が、治療中の組織の状態の変化に起因する反射電力の変化を示す前記モニタ用信号の所定の状態にตอบสนองして、前記電力源から前記発生器出力への無線周波数信号の適用を低減或いは停止するように構成されることを特徴とする電気外科用信号発生器。

【請求項2】 前記無線周波数電力源は300MHz以上で動作するように構成され、前記検出回路は、前記無線周波数電力源と前記発生器出力との間にある出力ラインに関連し、前記発生器出力から反射されて戻った電力を表す電圧或いは電流信号を与えるための反射電力出力を有する方向性結合器を備えることを特徴とする請求項1に記載の発生器。

【請求項3】 前記無線周波数電力源は300MHz以上で動作するように構成され、前記発生器は、前記電力源と前記発生器出力との間にある出力ラインに接続されるインピーダンスアイソレータを備え、前記検出回路は前記インピーダンスアイソレータの反射電力出力に接続される入力に有することを特徴とする請求項1に記載の発生器。

【請求項4】 前記検出回路は、前記反射電力の変化の速度の関数として前記モニタ信号を生成するように構成されることを特徴とする請求項1または2に記載の発生器。

【請求項5】 前記検出回路は前記発生器出力に前記電力源を接続する出力ラインに関連し、前記発生器出力から反射された電力を表す電圧或いは電流信号である反射電力信号を生成するように構成され、また前記検出回路は、前記反射電力信号の相対的に遅い変化を補償して、概ね前記反射電力信号の相対的に急速な変化の関数である信号として前記モニタ用信号を生成するように構成される信号調整段を備えることを特徴とする請求項1乃至4のいずれか一項に記載の発生器。

【請求項6】 前記信号調整段は、コンパレータに給送するデュアルチャネル装置を備え、前記チャネルの1つは他のチャネルに関連する時定数より長い時定数を有する平均化素子を備え、各チャネルは前記コンパレータの各入力に給送し、前記モニタ用信号が前記コンパレータの出力から得られることを特徴とする請求項1に記載の発生器。

【請求項7】 前記検出回路は、反射電力信号の変調を復調するための復調器を備えることを特徴とする請求項1または2に記載の発生器。

【請求項8】 前記復調器は振幅復調器であることを特徴とする請求項6に記載の発生器。

【請求項9】 前記検出回路は、  
前記電力源を前記発生器出力に接続する出力ラインに関連する第1の部分であって、該第1の部分が、前記発生器出力から反射された電力を表す電圧或いは電流信号である反射電力信号を生成するように構成される第1の部分と、

前記第1の部分に接続され、前記反射電力信号の変調を検出するための検出器の形をとり、振幅、位相或いは周波数のような前記変調の所定の特性の関数である検出信号を生成するように構成される第2の部分と、

概ね前記変調特性の相対的に遅い変化の関数である信号として前記モニタ信号を生成するために、前記変調特性の相対的に遅い変化を補償するように構成される信号調整段を備える第3の部分と、

を備えることを特徴とする請求項6または7に記載の発生器。

【請求項10】 前記信号調整段は、コンパレータに給送するデュアルチャネル装置を備え、前記チャネルの1つが他のチャネルに関連する時定数より長い時定数を有する平均化素子を備え、各チャネルが前記コンパレータの各入力に給送し、前記モニタ用信号が前記コンパレータの出力から得られることを特徴とする請求項8に記載の発生器。

【請求項11】 前記検出回路及び前記制御装置は、前記検出信号により表されるような前記変調が所定の閾値レベルより大きい変調特性を有する場合、前記電力源の出力電力を低下させるように構成されることを特徴とする請求項6乃至9のいずれか一項に記載の発生器。

【請求項12】 前記検出回路及び前記制御装置は、前記変調特性が所定の閾値レベルより大きい時間の後に、前記検出信号により表されるような前記変調が実質的に停止する場合、前記電力源の出力電力を低下させるように構成されることを特徴とする請求項6乃至9のいずれか一項に記載の発生器。

【請求項13】 前記変調特性は振幅変調であることを特徴とする請求項10または11に記載の発生器。

【請求項14】 前記電力源は300MHz以上で動作可能な上側周波数部と、300MHz未満で動作可能な下側周波数部とを備え、両方の周波数部が前記発生器出力に接続され、前記検出回路が、前記電力源の前記下側周波数部の動作周波数（単数または複数）で負荷インピーダンスを検出するための負荷インピーダンスセンサを備え、前記制御装置が、前記電力源の前記下側周波数部の前記動作周波数（単数または複数）で検出された所定の負荷インピーダンス状態に応じて、前記電力源の前記

上側周波数部からの前記無線周波数の適用を減少或いは停止するように構成されることを特徴とする請求項 1 乃至 13 のいずれか一項に記載の発生器。

【請求項 15】 前記負荷インピーダンスセンサは、前記電力源の前記下側周波数部と前記発生器出力との間にある出力ラインに接続される出力電圧及び電流測定回路を備えることを特徴とする請求項 14 に記載の発生器。

【請求項 16】 前記電力源の前記下側周波数部の前記動作周波数は負荷インピーダンスに依存し、前記負荷インピーダンスセンサは前記下側周波数部の前記周波数を検出することを特徴とする請求項 14 に記載の発生器。

【請求項 17】 前記制御装置は、前記検出された負荷インピーダンスが所定の閾値より大きい場合、前記電力源の前記上側周波数部からの電力の適用を減少或いは停止するように構成されることを特徴とする請求項 14 乃至 16 のいずれか一項に記載の発生器。

【請求項 18】 前記電力源の前記下側周波数部と前記インピーダンスセンサとは、インピーダンス検出が、無視し得る電気外科的効果を有するほど十分に低いレベルからなる信号を前記発生器出力に適用することにより実行されることができるよう構成され、前記下側周波数部の前記動作周波数（単数または複数）は 100 kHz から 40 MHz の範囲にあることを特徴とする請求項 14 乃至 17 のいずれか一項に記載の発生器。

【請求項 19】 電気外科用信号発生器であって、300 MHz 以上で動作可能な上側周波数部と 300 MHz 未満で動作可能な下側周波数部とを有する無線周波数（RF）電力源と、電気外科用電極アセンブリに接続するための発生器出力であって、前記電力源の前記両方の周波数部が前記出力に接続される発生器出力と、前記電力源の前記下側周波数部の動作周波数（単数または複数）で負荷インピーダンスを検出するための負荷インピーダンスセンサを備える検出回路と、前記検出回路からのモニタ用信号を処理するために前記検出回路に接続される入力と、前記電力源の前記電力出力を調整するために前記電力源に接続される電力制御出力とを有する制御装置と、を備え、前記制御装置が、前記電力源の前記下側周波数部の前記動作周波数（単数または複数）で検出される負荷インピーダンスの変化を示す前記モニタ用信号の所定の状態に応じて、前記電力源の前記上側周波数部から前記発生器出力への無線周波数信号の適用を減少或いは停止するように構成されることを特徴とする電気外科用信号発生器。

【請求項 20】 前記負荷インピーダンスセンサは、前記電力源の前記下側周波数部と前記発生器出力との間にある出力ラインに接続される出力電圧及び電流測定回路を備えることを特徴とする請求項 19 に記載の発生器。

【請求項 21】 前記電力源の前記下側周波数部の前記動作周波数は負荷インピーダンスに依存し、前記負荷インピーダンスセンサが前記下側周波数部の周波数を検出することを特徴とする請求項 19 に記載の発生器。

【請求項 22】 前記制御装置は、前記検出された負荷インピーダンスが所定の閾値より大きくなる場合、前記電力源の前記上側周波数部からの電力の適用を減少或いは停止するように構成されることを特徴とする請求項 19 乃至 21 のいずれか一項に記載の発生器。

【請求項 23】 前記電力源の前記下側周波数部と前記インピーダンスセンサとは、インピーダンス検出が、無視し得る電気外科的効果を有するほど十分に低いレベルからなる信号を前記発生器出力に適用することにより実行されることができるよう構成され、前記下側周波数部の前記動作周波数（単数または複数）は 100 kHz から 40 MHz の範囲にあることを特徴とする請求項 19 乃至 22 のいずれか一項に記載の発生器。

【請求項 24】 請求項 1 乃至 23 のいずれか一項に記載の電気外科用信号発生器を備え、発生器出力に接続される電気外科システムであって、電極アセンブリが組織治療電極を備えることを特徴とする電気外科システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、出力電力が自動的に調整可能な電気外科用信号発生器に関する。

【従来の技術】

【0002】 電気外科治療の分野では、特に必要な組織の変化が生じている状況にある治療中の組織への電力の送給を自動的に調整できることが望まれる。生体組織或いはその周辺に位置する物質が電気外科レベルの無線周波数（RF）エネルギーを加えられることにより影響を受ける場合、その電気的特性、特に導電率及び誘電率に変化が生じる。従って、その組織或いは他の物質により電気外科治療器具に与えられる電気的負荷インピーダンスは、組織或いは他の物質の状態の関数として変化する。

【課題を解決するための手段】

【0003】 本発明の一態様に従えば、電気外科用信号発生器は、電気外科用電極アセンブリに接続される発生器出力に接続される無線周波数電力源と、出力からフィードバックされた反射電力の変化を検出するよう動作可能な検出回路と、検出回路からのモニタ用信号を処理するために検出回路に接続される入力、及び電力源の出力電力を調整するために電力源に接続される電力制御出力を備える制御装置とを備え、制御装置が、治療中の組織の状態の変化に起因する反射電力の変化を示すモニタ用信号の所定の条件に応じて、電力源から発生器出力に加えられる無線周波数電力を低減或いは停止するように構成される。

【0004】 好適な発生器では、無線周波数（RF）電

力源は、300MHz以上で動作するように構成され、3ポートのインピーダンスアイソレータが、無線周波数電力源と発生器出力との間の順方向電力経路、及び発生器出力と抵抗性のダンプ用負荷との間の反射電力経路に接続される。検出回路は、無線周波数電力源と発生器出力との間、或いはアイソレータとダンプ用の負荷との間の出力ラインの反射電力経路部分に関連する方向性結合器を備えることもできる。その好適な形態では、検出回路は、発生器出力から反射して戻される電力を表す電圧或いは電流信号を供給するように構成され、この信号は、検出器及びともにモニタ用信号を与える信号調整段に給送される。インピーダンスアイソレータはサーキュレータ或いはハイブリッド結合器を含むこともできる。

【0005】そのような発生器を用いる場合、必要とされる組織の状態が十分なエネルギー伝達を通して一旦達成され、それ以上組織を変更する必要がない場合（例えば2つの組織構造が互いに接合される）場合には、組織の変更を終了することができる。例えば、出血を止めるための凝固の効率的な手段として無線周波数電力を送給する場合等におけるように、不要な組織の影響は避けられるか、或いは最小にされる。この場合、電極が除去される際に組織が引き裂かれないようにするために、凝固剤が電極アセンブリの電極に付着する前に、エネルギーを加えるのを止めることが望ましい。また発生器は、低周波エネルギーを用いて組織を切断並びに／または気化（蒸発）させる前に、UHFエネルギーを用いて組織を事前に凝固する場合のように、2段階の処置が必要とされる場合には有用である。この場合、検出回路及び制御装置とともに、無線周波数電力源出力を、エネルギーが主に第1の周波数範囲において供給される出力から、エネルギーが主に第2の異なる周波数範囲において供給される出力に変更するために、予備の治療が終了したことを検出するように動作させることもできる。

【0006】電気外科的な治療中に、組織及び関連する物質の状態が繰返し変化することを観測することができる。例えば治療中の組織内の液体及び治療中の組織の領域にある液体は、治療中に沸騰するか、或いは電極付近の物質が振動するように動かされ、そのいずれの効果も、負荷インピーダンスが繰返し変化することに起因して反射電力信号を変調するようになる。そのような変調は、検出回路の一部を形成する復調器により検出することができ、制御装置及び信号調整段が、検出信号により表される変調が所定の閾値レベルを超える場合、すなわちその検出信号が、それが現れた後に、変調が減少しているか、その後停止したことを示す場合、電力源の出力電力を低下させるように構成される。

【0007】別法では、反射電力の変化率或いは反射電力の変調は、モニタされるべき組織の状態により検出することもできる。反射電力信号は、デュアルチャネル検出器及び信号調整装置に加えられるようになるが、チャ

ネルの1つが、例えば平均処理手段を備えており、各チャネルの出力に接続された入力を持つコンパレータが、反射電力に関連する特性の短時間の変化を要センサ出力信号を生成できるようにする。これにより、治療電極の動きに起因するインピーダンス及び反射電力の変化のような比較的低速の影響が相殺されるようにする。

【0008】一般的な観点では、本発明は、組織のインピーダンス及び給送構造の差の結果として生じる高周波反射電力の変化を利用する。発生器の一部を形成し、反射電力を測定するために発生器出力に接続される検出器が、組織の状態に関する判定が自動的に行われるようにする、振幅並びに／または位相情報を含む電圧或いは電流信号を生成することができる。組織の電気的特性が変化する場合、反射信号の振幅及び位相が変化する。ある組織の影響により、振幅、位相或いは周波数変調を生じる電極に与えられる負荷インピーダンスに急激な変動が生じるようになる。変調の存在及びそのような変調の特性は、最適な電力給送を達成し、組織の変化率を制御するために、組織の状態が変化する場合、本発明による電力給送を制御するために用いることができる組織の変化或いは他のプロセスを示すことができる。

【0009】本発明の第2の態様に従えば、電気外科用信号発生器は、300MHz以上で動作可能な上側周波数部及び300MHz未満で動作可能な下側周波数部を備える無線周波数（RF）電力源と、電力源の両方の部分（上側および下側周波数部）が接続されており、電気外科電極アセンブリに接続するための発生器出力と、電力源の下側周波数部の動作周波数（単数または複数）において負荷インピーダンスを検出するための負荷インピーダンスセンサを備える検出回路と、検出回路からのモニタ用信号を処理するために検出回路に接続される入力及び電力源の電力出力を調整するために電力源に接続される電力制御出力を備える制御装置とを備え、制御装置は、電力源の下側周波数部の動作周波数（単数または複数）において検出される負荷インピーダンスの変化を示すモニタ用信号の所定の条件に応じて、電力源の上側周波数部から発生器出力までの無線周波数電力の供給を低減或いは停止するように構成される。負荷インピーダンスセンサは、電力源の下側周波数部と発生器出力との間の出力ラインに接続される電圧及び電流測定回路を備えることができる。或いは、電力源の下側周波数部の動作周波数が負荷インピーダンスに依存する場合に、負荷インピーダンスセンサは下側周波数部の周波数を検出する。

【0010】当然ではあるが、治療中の組織の状態或いは外科治療の実施形態により（例えば、凝固或いは組織の切断並びに／または気化（蒸発））、300MHz以上の反射周波数をモニタするばかりでなく、300MHz未満の周波数において発生器出力に与えられる負荷インピーダンスもモニタすることにより、300MHz以

上の周波数における電力の給送を制御することもできる。負荷インピーダンスが検出されている時、下側周波数部の動作周波数（単数または複数）において発生器出力に与えられる検出された負荷インピーダンスが所定の閾値より大きくなる場合には、電力源の上側周波数部から電力を加えることは、制御装置により低減或いは停止されるようになる。必ずしも下側周波数部が、電気外科的な効果をもたらすだけの十分なレベルで電力を給送するとは限らない。実際には、検出回路が、負荷インピーダンスを示すモニタ用信号を生成することができるのに十分なだけのレベルの信号を生成することができる。

#### 【0011】

【発明の実施の形態】次に、本発明について図面を参照しつつ例を用いて説明する。

【0012】図1を参照すると、本発明による発生器10は、周波数発生源12と電力増幅器14とを備える無線周波数源を有する。周波数発生源12は1つ或いは複数の周波数シンセサイザの形をとることができ、その周波数は制御システム16により制御される。

【0013】好適な発生器は、電力増幅器出力14Aと発生器出力端子21との間にある出力ライン20のような順方向電力経路を接続するサーキュレータのようなインピーダンスアイソレータ18を介してUHF帯で電気外科用電力を供給する。逆方向の電力経路では、インピーダンスアイソレータは、逆方向電力出力23Aにおいて逆方向に向かう電力部分信号を生成するための方向性結合器23を介してダンプ用負荷22に発生器出力端子21を接続する。図1では、出力端子21は、治療電極を有する電極アセンブリ24に接続されることが示されており、治療電極は使用中に患者26、詳細には治療されるべき組織に適用される。

【0014】インピーダンスアイソレータ18及びダンプ用負荷22により、公称50Ωインピーダンスが電力増幅器出力14Aに与えられるようになる。電力増幅器出力14Aが十分に定格される場合には、それらの構成要素は省略することができる。

【0015】方向性結合器23は無線周波数源12、14と電極アセンブリ24との間に直列に接続され、検出回路28の一部を形成する。結合器の逆方向電力出力23Aは、反射された電力を表す逆方向電力部分信号を供給し、逆方向電力部分信号を処理するために検出及び信号調整段29に接続される。

【0016】発生器10と、電極アセンブリ24及びその周辺物（患者26を含む）により与えられる電気的負荷との間に完全な共役インピーダンスの一致がなければ、発生器の出力端子26から電極アセンブリまで給送される電力のうちの量が反射電力として戻される。これは、反射電力の大きさを示す反射電力出力信号を供給する電圧として、検出及び信号調整段29の受信機或いは検出器により測定される。

【0017】さらに信号調整段29が行うこの信号の処理は、例えば、制御システム16のモニタ用入力16Aに給送されるモニタ用信号を発生させる、反射電力の変調を処理することである。制御システム16は、センサ出力信号を用いて、組織に変化が生じる時点を判定し、その結果、電力増幅器14に接続された制御出力16Bにより発生器の電力出力を低減或いは終息させる。

【0018】図2を参照すると、反射電力を測定するための別の装置は、インピーダンスアイソレータ18とダンプ用負荷22との間にある逆方向電力経路内に位置する方向性結合器23'を有する。この方向付けの利点は、方向性結合器の電力定格要件が低電力であるのに対して、上記実施形態は、双方向結合器を用いて、他の制御のために逆方向電力測定と順方向電力測定とを一体化できるようにすることである。

【0019】図3を参照すると、第3の実施例では、逆方向電力フィードバック部分信号が、発生器出力端子21からの逆方向電力用のダンプ抵抗としても機能する抵抗性的高電力減衰器30の出力から取り出される。

【0020】ここで検出及び信号調整段29の3つの代替的な構成例は、発生器の出力21に存在する反射電力の変調を検出するための検出器40を開示する図4A、図4B及び図4Cを参照して記載される。

【0021】検出器40は出力40Aを有する振幅変調（AM）検出器である。出力40は、検出された振幅変調を搬送する。図4Aを参照すると、制御システムは、一方の入力が検出器40のAM出力40Aに直結され、他方の入力が検出器40のAM出力40Aから給送される信号の時間平均値を受信するために接続されるコンパレータ44を備える。平均化処理は時間平均化モジュール46により実行される。平均化モジュール46の時定数 $T_1$ は、コンパレータの第2の入力に給送される信号が、例えば治療中の組織に対する電極アセンブリの向きの変化に起因する反射電力信号の振幅の比較的遅い変化により変動する基準レベルを構成するように配設される。このようにして、コンパレータ44から得られる出力信号は概ね、反射電力信号の急激な変化、或いは組織或いはその付近にある液体の沸騰のような組織の状態の急激な変化に起因する変調の深さを表すように形成される。

【0022】コンパレータ出力信号は、制御システム16と電力増幅器14との間にある電力制御接続部16Bを介して無線周波数源（図1、図2及び図3参照）の電力増幅器14の出力電力レベルを制御するための制御システムの電力コントローラ部分に加えられる。電力コントローラは、治療電極付近で沸騰する液体を表すAM信号に応じて、或いは沸騰状態が検出され、その後収まった場合に、電力増幅器14により給送される電力を調整するように構成可能である。達成されるべき組織の影響により、制御システム16の電力コントローラは、振幅

変調が検出される場合（例えば変調の深さが所定の閾値より大きくなる場合）、増幅器14の出力電力レベルを低下するように構成することができ、その低下は、コンパレータ出力信号が状態を変え、沸騰の減少を示すまで、徐々に生じる。その後、コンパレータ出力レベルが再び状態を変えるか、或いは電力増幅器14の初期設定の出力電力レベルに達するまで、比較的小さなステップで電力を増加させることができる。

【0023】別法では、電力増幅器14からの電力出力は、沸騰により誘発されるAMの停止が生じる場合に低下させることができる。

【0024】これらの技術を用いて、電極アセンブリ24の治療電極への組織の付着並びに／または凝固を防ぐこともできる。

【0025】検出及び信号調整段の第2の形態では、図4Bに示されるように、検出器40の第1の出力40Aからの振幅変調は、コンパレータ44の第1の入力に給送するための勾配信号を得るために区別することができ、その区別は微分器モジュール50により実行される。これは、電極での活発な沸騰を示す、振幅変調のスパイクにより表される、反射電力レベルの極端に速い変化に応答するコンパレータ出力信号を生成する。

【0026】図4Cに示されるさらに別の実施形態では、組織変化を示す振幅変調と、組織に関連する電極の向き及び近さに起因する長時間の変化とを同様に区別することが、それぞれ短い時定数 $T_1$ 及び長い時定数 $T_2$ を有し、その出力がコンパレータ44の第1及び第2の入力にそれぞれ接続される第1及び第2の平均化回路54、56に、それぞれ検出器40の出力40Aを接続することにより行なわれる。時定数 $T_2$ は時定数 $T_1$ より10倍大きい範囲にある。

【0027】検出した変調信号の処理、時間平均化及び比較を含む上記した多くの機能は、マイクロコントローラ内のソフトウェアのステップとして実行できることは当業者には理解されよう。特許請求の範囲に記載された本発明は、その範囲にハードウェア及びソフトウェアの両方の変形例を含む。

【0028】上記実施例では、UHF帯で電気外科用電力を加えることは、発生器の出力回路の反射或いは逆方向電力をモニタすることにより制御される。発生器出力からの反射電力信号が組織乾燥の徴候を示す場合でも、ある条件下では、組織水分の気化段階を終えるまでUHF帯或いはより高い周波数で電力を給送し続けることが有利である。一旦そのような水分が消散したなら、発生器出力に与えられる負荷インピーダンスを検出することにより組織の状態をモニタすることが有利である。これは、100kHz乃至40MHzの範囲、好ましくは300kHz乃至5MHzの範囲のHF/VHF帯で行うことが最も望ましい。

【0029】図5を参照すると、このように負荷インピ

ーダンスをモニタすることができる電気外科システムは、UHF或いはEHF帯の周波数、典型的には2.45GHzの信号を給送するための上側周波数源部62と、HF/VHF帯の周波数、この好ましくは約1MHzの信号を給送するための下側周波数源部64とを備える発生器を有する。図1～図3を参照して上に記載した実施形態と同様に、UHF/EHF帯周波数源は、インピーダンスアイソレータ18に加えるために出力14にUHF/EHF順方向電力信号を生成するUHF/EHF電力増幅器14を駆動する。アイソレータ18はこの場合には、コンバイナ回路66を介して発生器出力端子21に接続される。UHF/EHF周波数源の動作周波数で負荷から反射される電力は、インピーダンスアイソレータ18によりダンプリング用負荷22に配向される。

【0030】周波数源の下側周波数部64は、下側周波数、すなわち周波数源部64の動作周波数の信号を、電圧及び電流検出段70及び応答補償段72を介して、コンバイナ66の第2の入力に信号を給送するHF/VHF電力増幅器68を駆動する。

【0031】従って、発生器は、それぞれ2.45GHzと1MHzの上側周波数と下側周波数の両方で出力端子21に電気外科用電力を供給することができる。上記のように、電力増幅器14により発生器出力21に給送される電気外科用信号のレベルは、制御出力16Bを介して制御システム16により制御される。制御システムは、電圧及び電流検出段70からのモニタ用信号を受信するための負荷インピーダンスモニタ入力16Dを有し、モニタ用信号は周波数源の下側周波数部64の周波数で測定される発生器出力21に与えられる負荷インピーダンスを表している。コンバイナ66及び応答補償段72は、モニタ用信号が、下側周波数のみ、すなわち100kHz乃至40MHz帯、或いは300kHz乃至5MHz帯における負荷インピーダンスの変化に概ね応答するように動作する。

【0032】動作中に、電圧及び電流検出段70は、下側周波数における負荷インピーダンスの測定値として用いることができるモニタ用信号を駆動するために、発生器出力21に下側周波数で供給される電圧及び電流に関連する振幅及び位相情報を検出する。このようにして、例えば検出された下側周波数負荷インピーダンスが、必要とされる組織の状態を示す所定のレベルに達する場合、電力増幅器14からの電気外科用電力の給送を調整、低下或いは遮断することができる。特にこれを用いて、凝固或いは乾燥の実施時に、治療を組織の凝固或いは乾燥に制限することができる。言い換えると、必要がない場合に組織の気化或いは剥離を防ぐことができる。同様に、インピーダンス或いは抵抗閾値を用いて、組織が気化する前に予め凝固治療の完了を判定することもでき、制御システムが、所定の閾値に達した場合に、組織気化信号を発生器出力端子21に加えるように構成される。

これは、電気外科用電力が上側周波数で支配的に供給される状態から、電気外科用電力が下側周波数で支配的に供給される状態に切り替えることにより行うことができる。

【0033】ある状況では、無線周波数源の下側周波数部64の動作周波数を制御できることが有用である。これは、周波数源部64の周波数制御入力に接続される、制御システムからの周波数制御出力16Eを介して実現することができる。

【0034】ここでインピーダンス検出が行われる方法が、図6を参照してより詳細に記載されるであろう。ここで、下側周波数源部64及び電力増幅器68は、応答補償段72として動作し、コイル72L及びコンデンサ72Cを備えるシャント（並列）接続の並列共振回路を介して、典型的には1MHzの信号を送送する簡単なHF/VHF電圧源64、68として示される。発生器出力端子21に取着される電極アセンブリ74、及び治療中の患者26の組織に起因する下側周波数における負荷は、それぞれ並列コンデンサ74C、組織の抵抗76及び直列に結合する容量78により表される。下側周波数電圧及び電流信号は、周波数源64、68の出力ラインの1つに並列に接続される電圧検出トランス80と、その出力ラインの1つに直列に接続される電流検出トランス82とをそれぞれ用いて、取り出される。これらのトランス80、82は、信号調整段84の各入力端子対に接続される2次巻線を有し、信号調整段84が、電圧振幅、電流振幅及び電圧信号と電流信号との位相差（ $\phi$ ）を表す出力84A、84B及び84Cに3つの出力信号を生成する。

【0035】制御システム16は低周波数検出入力16Dでこれらの信号を受信し、電圧振幅及び電流振幅（V I）と、式 $V/(I \cos \phi)$ に従う位相差 $\phi$ とを結合することにより、負荷インピーダンス（それゆえ組織のインピーダンス）を計算する。この計算は出力端子16PAを有する計算段16Pとして図6に示されており、出力端子16PAはコンパレータモジュール16Qを駆動し、さらにコンパレータモジュール16Qが出力増幅器16Rを駆動する。コンパレータ16Qは、出力増幅器16Rが検出されたインピーダンスとインピーダンス基準値との間の差に比例する出力を生成するように、組織インピーダンス或いは抵抗閾値を表す信号を基準信号として受信し、増幅器16Rは、検出されたインピーダンスが所定の閾値に達する場合に、電力増幅器14（図5参照）から送られる電力が上限値から折り返される、言い換えると上限値から減少するように、電力上限値を表す基準信号を受信する第2の入力を備えている。

【0036】別の制御動作は、例えば、所与の組織のインピーダンスに達する際に、UHF/EHF電力の送が完全に停止できるようにすることにより実施することもできる。

【0037】下側周波数におけるインピーダンス検出は、電気外科的な効果を生じるのに十分なレベルの下側周波数信号を（周波数源64、68において）生成することなく実行できることは理解されよう。従って、下側周波数での治療が必要ない場合、下側周波数信号は、単にインピーダンス検出を実行できるだけの十分なレベルで供給され、トランス80、82及び信号調整段84が、適切に検出できるように構成される。組織への効果ではなく、単に測定のために十分なレベルで下側周波数の無線周波数信号を送送することにより、接地漏れを防ぐ必要がなくなる。

【0038】図5は図1乃至図3を参照して上に記載されるような反射電力に応じるUHF/EHF電力出力の制御を示していないが、図5の発生器は両方の検出機能を実行するための機構を有しており、反射電力検出段は単に明瞭に示すために省略されていることは理解されよう。しかしながら下側周波数インピーダンス検出のみを用いるシステム及び発生器も、その態様の少なくとも1つに従えば、本発明の範囲内に入る。

【0039】組織のインピーダンス或いは抵抗が組織凝固及び乾燥中に時間とともに変動する方法は、米国特許第5,423,810号に示されており、その内容はここで参照して本明細書の一部としている。

【0040】また同出願人による英国特許出願第GB2214430A号に記載されるように、その出力周波数が負荷インピーダンスに依存するという点で自己同調する可変周波数電力発振器として、発生器の下側周波数部を構成することもできる。この場合には、発振器周波数は、インピーダンスを表すモニタ用信号として用いることができ、発生器は、周波数源64、68の出力に接続される周波数カウンタ或いは別の周波数応答回路を用いるインピーダンス検出段を備える。

【0041】図1乃至図3を参照して上に記載した実施例と同様に、その制御システム16、及び含まれる周波数によっては信号調整段84の一部はマイクロコントローラ内のソフトウェアステップとして実装することもできる。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による電気外科用信号発生器をそれぞれ含む電気外科システムの第1の実施形態のブロック図である。

【図2】本発明による電気外科用信号発生器をそれぞれ含む電気外科システムの第2の実施形態のブロック図である。

【図3】本発明による電気外科用信号発生器をそれぞれ含む電気外科システムの第3の実施形態のブロック図である。

【図4】A乃至Cよりなり、それぞれ図1、図2及び図3の発生器用の別の検出器及び信号調整段を示すブロック図である。

【図5】本発明による電気外科システムの第4の実施形態のブロック図である。

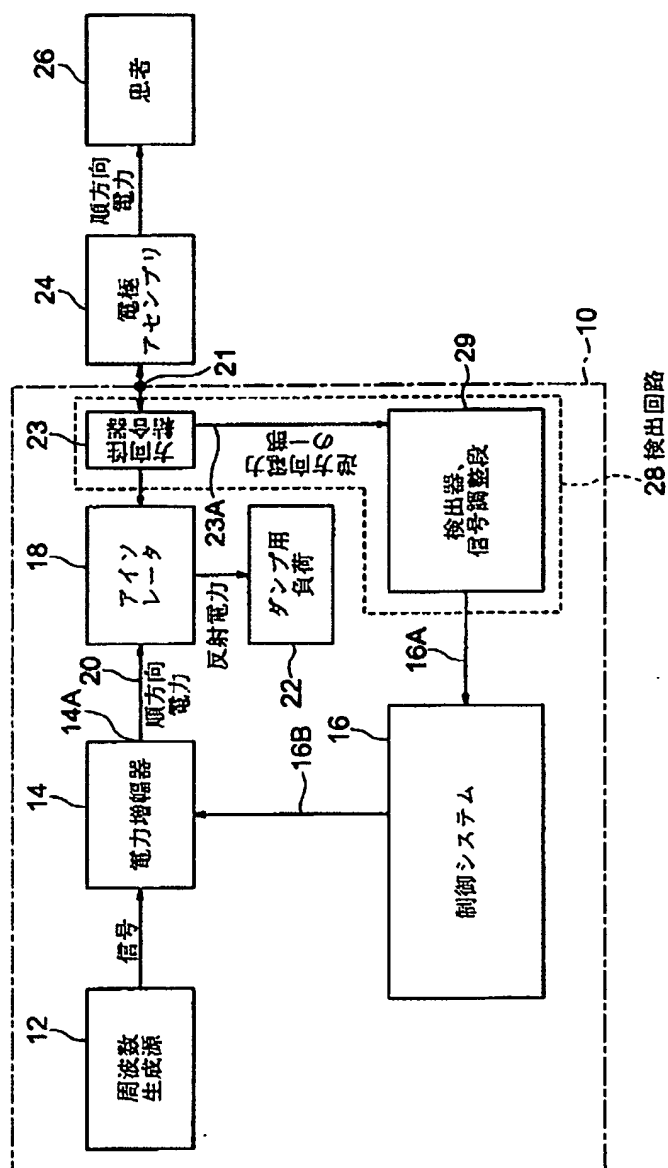
【図6】図5のシステムの一部をより詳細に示すブロック図及び回路図である。

【符号の説明】

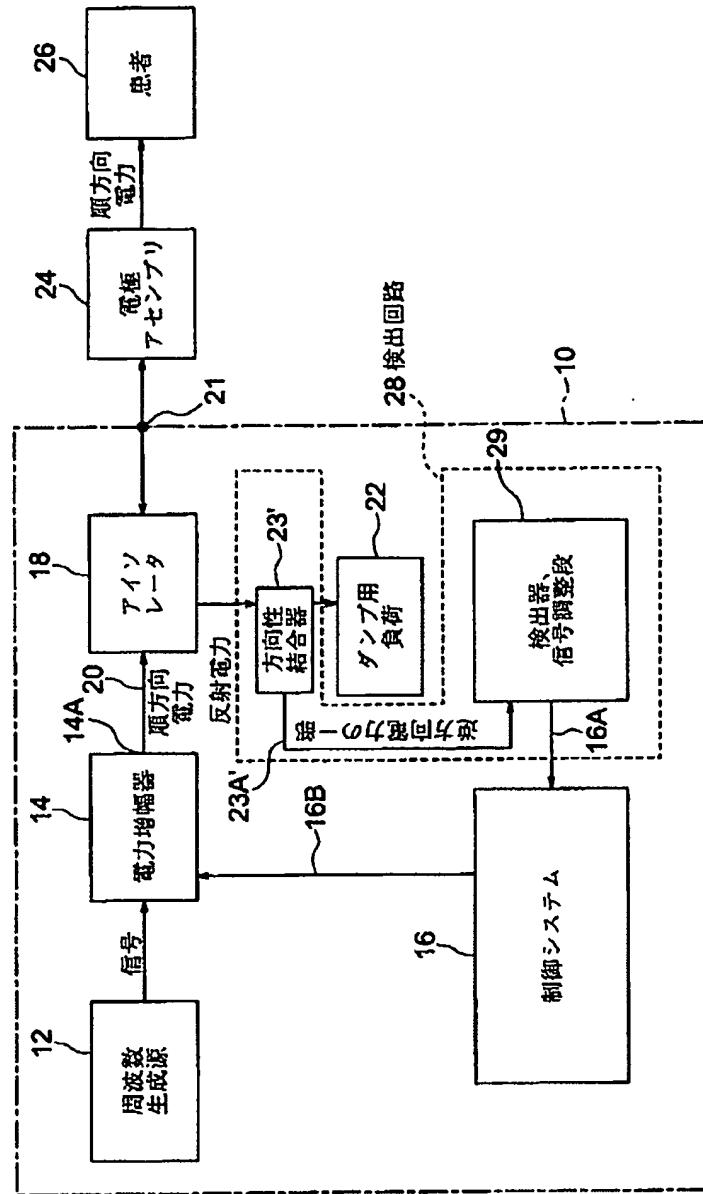
- |      |            |     |            |
|------|------------|-----|------------|
| 10   | 発生器        | 28  | 検出回路       |
| 12   | 周波数発生源     | 29  | 検出器及び信号調整段 |
| 14   | 電力増幅器      | 30  | 電力減衰器      |
| 14A  | 電力増幅器出力    | 40  | 検出器        |
| 16   | 制御システム     | 40A | 検出器出力      |
| 16A  | モニタ用入力     | 44  | コンバータ      |
| 16B  | 制御出力       | 46  | 時間平均化モジュール |
| 16D  | モニタ用入力     | 50  | 微分器モジュール   |
| 16E  | 周波数制御出力    | 54  | 平均化回路      |
| 16P  | 計算段        | 56  | 平均化回路      |
| 16PA | 計算段出力      | 62  | 上側周波数発生部   |
| 16Q  | コンバータモジュール | 64  | 下側周波数発生部   |
| 16R  | 出力増幅器      | 66  | コンバイナ回路    |
| 18   | アイソレータ     | 68  | 電力増幅器      |
| 20   | 出力ライン      | 70  | 電圧及び電流検出段  |
| 21   | 発生器出力端子    | 72  | 応答補償段      |
| 22   | ダンプ用負荷     | 72L | コイル        |
| 23   | 方向性結合器     | 72C | コンデンサ      |
| 23'  | 方向性結合器     | 74  | 電極アセンブリ    |
| 23A  | 逆方向電力出力    | 74C | コンデンサ      |
| 23A' | 逆方向電力出力    | 76  | 組織の抵抗      |
| 24   | 電極アセンブリ    | 78  | 組織の容量      |
| 26   | 患者         | 80  | 電圧検出トランス   |
|      |            | 82  | 電圧検出トランス   |
|      |            | 84  | 信号調整段      |
|      |            | 84A | 電圧振幅       |
|      |            | 84B | 電流振幅       |
|      |            | 84C | 電圧電流位相差    |



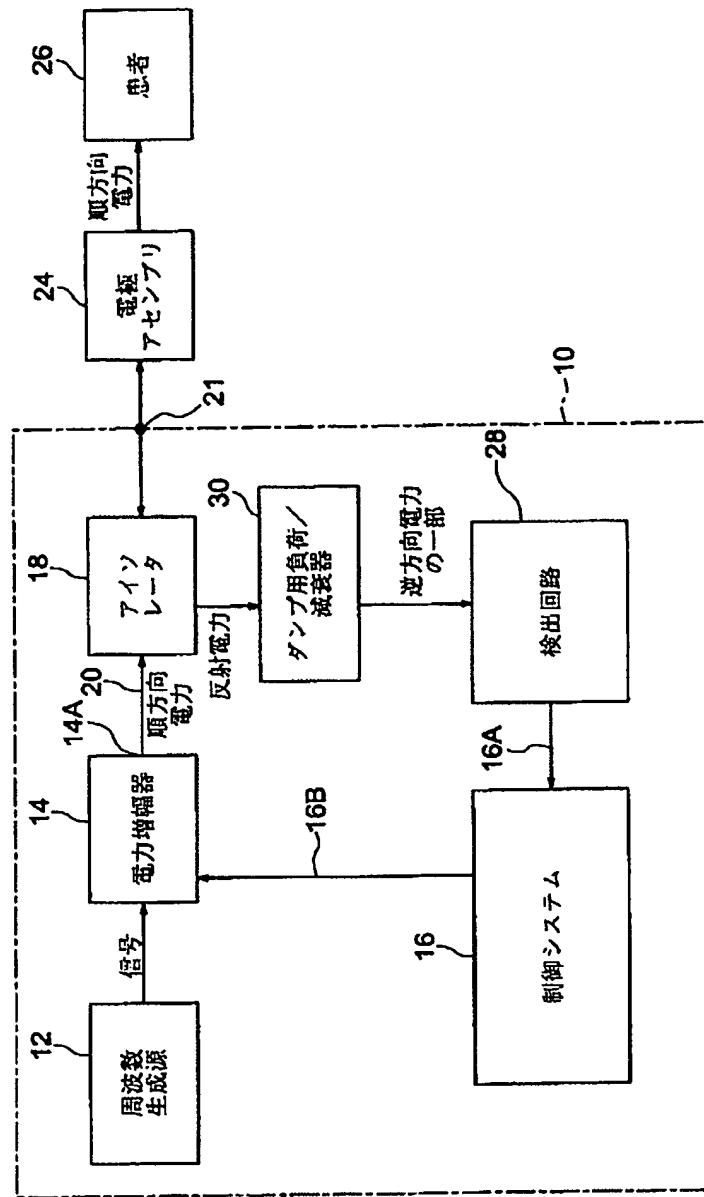
【図1】



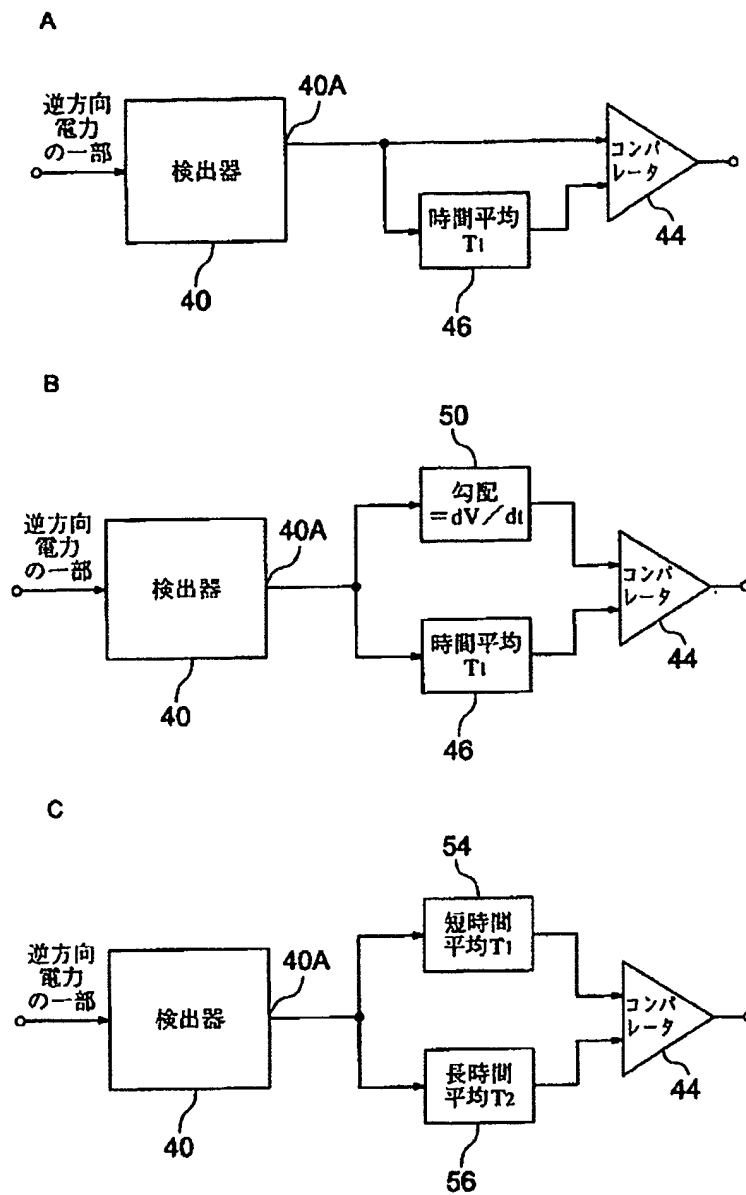
【図2】



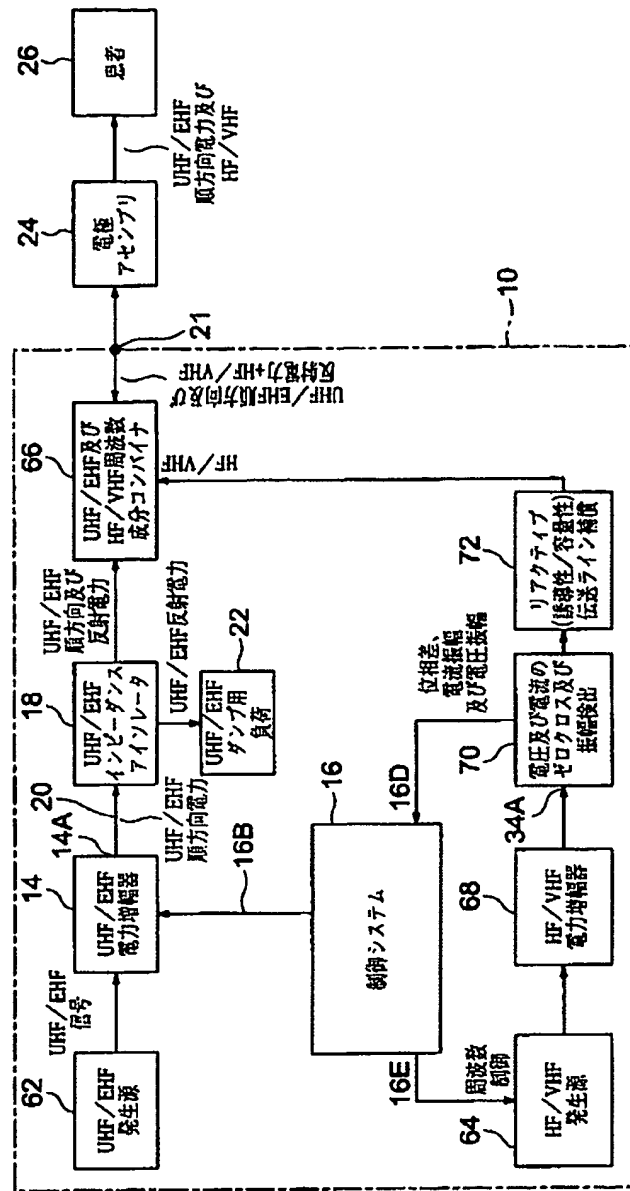
【図3】



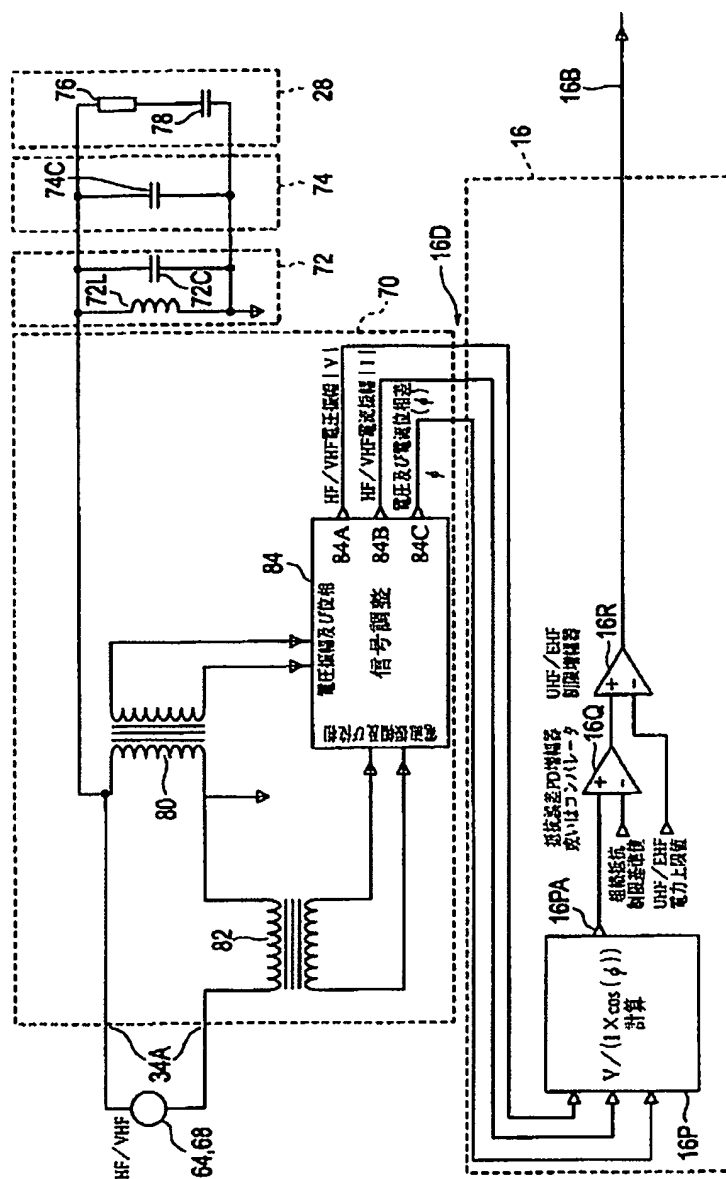
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

(72) 発明者 クリストファー・ポール・ハンコック  
イギリス国、ウェールズ、カーディフ・シ  
ーエフ2・3イーエックス、コトレル・ロ  
ード 128

(72) 発明者 キース・ベニー  
イギリス国、モンマス・エヌビー5・4エ  
ルユー、アッパー・レッドブルック、ウッ  
ドランズ

(72)発明者 フランシス・アモアー  
イギリス国、カーディフ・シーエフ14・1  
ティイー、ウィッチャーチ、グリーンフィ  
ールド・ロード 36

(72)発明者 コリン・チャールズ・オウエン・ゴブル  
イギリス国、ウェールズ、サウス・グラ  
ーモーガン・シーエフ64・1エイティ、ピナ  
ース、クリブ・クレセント、オズボーン・  
ハウス 5